

(12) NACH DEM VEREINBAR ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

10/529287

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
8. April 2004 (08.04.2004)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2004/029991 A1

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: G21K 1/04

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2003/003054

(22) Internationales Anmeldedatum:
15. September 2003 (15.09.2003)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
102 44 898.1 26. September 2002 (26.09.2002) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von
US): SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE];
Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): DISTLER, Friedrich

[DE/DE]; Vacher Str. 76, 90766 Fürth (DE). PAULI, Karl-
heinz [DE/DE]; Zimmermannstr. 4, 91077 Neunkirchen
(DE). WALLSCHLÄGER, Heinrich [DE/DE]; An-
ton-Bruckner-Str. 43, 91052 Erlangen (DE).

(74) Gemeinsamer Vertreter: SIEMENS AKTIENGE-
SELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506 München
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (national): CN, JP, US.

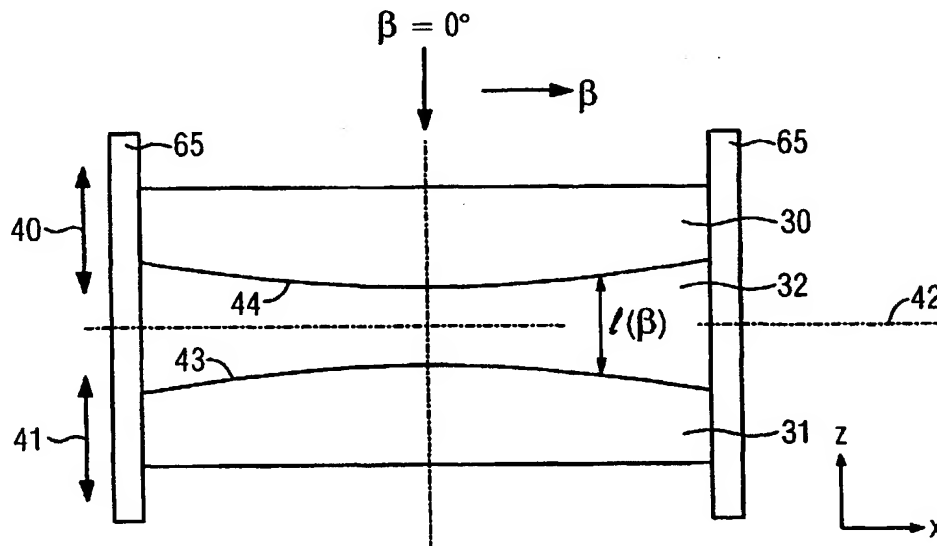
Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden
Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen
eintreffen

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Ab-
kürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Co-
des and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der
PCT-Gazette verwiesen.

(54) Title: OVERLAY DEVICE AND COMPUTER TOMOGRAPHY DEVICE COMPRISING AN EMITTER SIDE OVERLAY
DEVICE

(54) Bezeichnung: EINBLENDVORRICHTUNG UND COMPUTERTOMOGRAPHIEGERÄT MIT EINER STRAHLERSEIT-
GEN EINBLENDVORRICHTUNG



(57) Abstract: The invention relates to an overlay device (3) for defining a bundle of X-rays, comprising at least one absorbing element (30, 31; 51) which can define at least one slot which allows the X-rays to pass through. The absorbing element (30, 31; 51) is curved especially on the slot side such that the width (l) of the slot varies in the longitudinal direction thereof (42), and increases especially towards one end of the slot or towards both ends of the slot. Two absorbing elements (30, 31), which are displaceable in relation to each other, can be provided or one absorbing element (51) is embodied in the form of a body, preferably as a single piece or single part, wherein a plurality of slots (52, 53, 54, 55, 56, 57, 58) having different average widths (l) are inserted. The invention also relates to a computer tomography device (1) comprising an overlay device (3) according to the invention.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2004/029991 A1



(57) Zusammenfassung: Es ist eine Einblendvorrichtung (3) zum Begrenzen eines Röntgenstrahlenbündels beschrieben mit wenigstens einem Absorberelement (30, 31; 51), durch welches mindestens ein Schlitz zum Durchtritt des Röntgenstrahlenbündels begrenzt ist. Das Absorberelement (30, 31; 51) ist derart geformt und insbesondere schlitzseitig gekrümmt, dass der Schlitz eine in Schlitzlängsrichtung (42) variierende, insbesondere zu einem Schlitzende oder zu beiden Schlitzenden hin zunehmende, Schlitzbreite (*l*) aufweist. Es können zwei relativ zu einander bewegbare Absorberelemente (30, 31) vorhanden sein oder es ist ein Absorberelement (51) als, bevorzugt einstückiger oder einteiliger, Körper ausgebildet, in den mehrere Schlitze (52, 53, 54, 55, 56, 57, 58) mit voneinander unterschiedlicher mittlerer Schlitzbreite (*l*) eingebracht sind. Die Erfindung betrifft auch ein Computertomographiegerät (1) mit einer Einblendvorrichtung (3) nach der Erfindung.

Beschreibung

Einblendvorrichtung und Computertomographiegerät mit einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung

5

Die Erfindung betrifft eine Einblendvorrichtung zum Begrenzen eines Röntgenstrahlenbündels, mit wenigstens einem Absorber-
element, durch welches mindestens ein Schlitz zum Durchtritt
des Röntgenstrahlenbündels begrenzzbar ist. Die Erfindung be-
zieht sich außerdem auf ein Computertomographiegerät mit ei-
nem um eine Systemachse rotierbaren Röntgenstrahler, mit ei-
nem Röntgendetektor und mit einer strahlerseitigen Einblend-
vorrichtung.

10

15

Bei der Untersuchung eines Untersuchungsobjekts oder eines
Patienten in einem Röntgendiagnostikgerät wird das Untersu-
chungsobjekt in ein von einer Röntgenstrahlenquelle ausge-
sandtes Röntgenstrahlenbündel eingebracht und die hieraus re-
sultierende Strahlabschwächung von einem Röntgendetektor de-
tektiert. Das Untersuchungsobjekt befindet sich also im
Strahlengang zwischen dem Röntgenstrahler und dem Röntgende-
tektor. Die üblicherweise als Röntgenstrahler verwendeten
Röntgenröhren strahlen Röntgenstrahlung in einem erheblich
größeren Raumwinkel ab, als er zur Untersuchung am Patienten
benötigt wird. Um eine unnötige Strahlenbelastung des Patien-
ten zu vermeiden, besteht somit die Notwendigkeit, nicht be-
nötigte Röntgenstrahlen auszublenden. Hierzu ist es in kon-
ventionellen Röntgengeräten bekannt, im Strahlengang unmit-
telbar nach dem Röntgenstrahler eine strahlerseitige Ein-
blendvorrichtung anzubringen, die auch als Primärstrahlen-
blende bezeichnet wird. Eine solche Primärstrahlenblende mit
gegenläufig zueinander bewegbaren Blendenplatten als Absor-
berelementen ist beispielsweise bekannt aus EP 0 187 245 A1.

20

25

30

35

Bei Computertomographiegeräten mit mehrzeiligen Röntgendetek-
toren kommt neben einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung,
die im Strahlengang zwischen dem Röntgenstrahler und dem Pa-

tienten angeordnet ist, häufig auch noch eine detektorseitige oder detektornahe Strahlenblende zum Einsatz, die im Strahlengang zwischen dem Patienten und dem Röntgendetektor angebracht ist. Dadurch ist es möglich, von den mehreren vorhandenen Detektorzeilen eine oder mehrere Detektorzeilen abzudunkeln und die übrigen Detektorzeilen als aktive Detektorzeilen einzustellen. Da bei einem Computertomographiegerät, insbesondere bei einem solchen der dritten Generation, der Röntgendetektor zusammen mit dem Röntgenstrahler - auf einer Gantry (Drehrahmen) befestigt - um den Patienten rotiert, ist der Röntgendetektor in der Regel in azimuthaler Richtung gekrümmt. In Anpassung an diese Geometrie, insbesondere um einen konstanten Abstand zueinander zu realisieren, ist eine in DE 42 26 861 C2 offenbarte detektorseitige Blende für ein Computertomographiegerät mit bogenförmigen Blendenplatten ausgebildet.

Hinsichtlich der strahlerseitigen Blende besteht die Zielsetzung, dass diese nur solche Strahlen passieren lässt, welche von dem Röntgendetektor und insbesondere von seinen aktiven Detektorzeilen auch tatsächlich detektierbar sind. Andere Röntgenstrahlen würden nur unnötig den Patienten durchstrahlen und die Strahlenbelastung unnötig erhöhen. Da die mehrzeiligen Röntgendetektorarrays bei Computertomographen in der Regel mit orthogonalen Zeilen und Spalten von Detektorelementen ausgestattet sind, besteht hinsichtlich der Primärstrahlenblende die Zielsetzung, ein exakt rechteckiges Strahlenbündel einzublenden. Mit anderen Worten: Das resultierende Schichtprofil soll die gewünschte Form und Halbwertsbreite annehmen. Bei herkömmlichen ebenen oder planen Blendenplatten oder Absorberelementen ist dies aufgrund unterschiedlicher Abstände der Röntgenstrahlen des Strahlenbündels, jeweils gemessen vom Fokus des Röntgenstrahlers bis zum Auftreffpunkt auf der Blendenplatte, nicht perfekt möglich. Zur Vermeidung entsprechend ungünstiger Randeffekte bei der Einblendung ist in US 6,396,902 B2 ein Röntgenkollimator beschrieben, bei dem in einem Träger oder Basiskörper mehrere Schlitze unter-

schiedlicher, aber jeweils konstanter Breite eingebracht sind, wobei der Trägerkörper derart gekrümmt ist, dass auch die einblendenden Schlitze gekrümmt sind. Durch die Krümmung der Schlitze soll gewährleistet werden, dass ein im Querschnitt exakt rechteckiges Strahlenbündel (Dosisprofil) auf den Röntgendetektor eingeblendet wird.

Um für unterschiedliche Untersuchungsmethoden mit unterschiedlich vielen aktiven Detektorzeilen oder mit einem in Richtung der Patientenachse unterschiedlich breit eingeblendeten Röntgenstrahlenbündel arbeiten zu können, muss bei dem aus US 6,396,902 B2 bekannten Röntgenstrahlenkollimator der gesamte, aus Röntgenstrahlen-absorbierendem Material gefertigte Tragkörper bewegt werden. Gemäß der dortigen Offenbarung geschieht dies durch Rotation des Tragkörpers, weswegen der Tragkörper auch noch um eine zweite Achse gekrümmt ist (Schalenform). Um dabei auch einen anderen Blendenschlitz wieder in die passende Position bringen zu können, müsste sich die Rotationsachse in der Höhe des Fokus des Röntgenstrahlers befinden. Dies ist allenfalls mit sehr großem mechanischem Aufwand möglich.

Alternativ müsste der rotierte Tragkörper durch eine Schiebewegung in die richtige Position nachjustiert werden, was ebenfalls sehr aufwendig ist.

Ebenfalls mit großem Aufwand verbunden ist außerdem die Herstellung eines um zwei Achsen gekrümmten Tragkörpers, wobei dieser auch noch aus Röntgenstrahlen-absorbierendem Material, das heißt aus einem Material mit hoher Ordnungszahl, gefertigt werden muss. Nachteilig aus dem aus US 6,396,902 B2 bekannten Röntgenkollimator ist außerdem sein großes Bauvolumen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Einblendvorrichtung anzugeben, welche mit geringem Aufwand herstellbar ist, welche einen geringen Platzbedarf aufweist und welche

dennoch eine an die Geometrie eines ggf. zugeordneten Röntgendetektors angepasste Einblendung erlaubt. Zu diesem Zweck soll auch ein Computertomographiegerät angegeben werden.

- 5 Die erstgenannte Aufgabe wird bezogen auf die eingangs genannte Einblendvorrichtung gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass das Absorberelement derart geformt ist, dass der Schlitz eine in Schlitzlängsrichtung variierende Schlitzbreite aufweist.

10

Die erfindungsgemäße Einblendvorrichtung hat den Vorteil, dass das Absorberelement oder die Absorberelemente - um beispielsweise eine rechteckförmige Einblendung zu erreichen - nicht notwendigerweise eine gekrümmte, z.B. bananenartige,

- 15 Form aufweisen muss bzw. müssen. Vielmehr kann der Schlitz in einer Ebene liegen und muss ebenfalls nicht zu einer dritten Dimension hin gekrümmt sein. Das Absorberelement oder die Absorberelemente sind also vorzugsweise eben oder im wesentlichen eben, z.B. platten- oder stabförmig. Die Einblendvorrichtung ist somit einfach und platzsparend herstellbar.

20

Nach einer bevorzugten Ausgestaltung nimmt in Schlitzlängsrichtung betrachtet die Schlitzbreite, insbesondere ausgehend von einer Mittenposition, zu einem Schlitzende oder zu beiden Schlitzenden hin zu. Damit ist besonders gut eine an eine rechteckförmige Detektorgeometrie angepasste Einblendung erzielbar.

25

Vorzugsweise weist das Absorberelement schlitzseitig eine gekrümmte Außenkontur oder eine eine Krümmung polygonartig approximierende Außenkontur auf. Beispielsweise ist das Absorberelement oder sind die Absorberelemente schlitzseitig konvex geformt.

30

- 35 In einer besonders einfach herstellbaren Ausführung der Einblendvorrichtung ist das Absorberelement derart geformt, dass der Schlitz einen ersten Bereich konstanter Schlitzbreite und

wenigstens einen weiteren Bereich mit in Schlitzlängsrichtung variierender Schlitzbreite aufweist.

5 Dabei ist in Schlitzlängsrichtung betrachtet insbesondere der erste Bereich mittig angeordnet und beiderseits des mittigen Bereichs ist jeweils ein weiterer Bereich mit in Schlitzlängsrichtung variierender Schlitzbreite vorhanden.

10 Nach einer ersten bevorzugten Variante ist bei der Einblendvorrichtung nach der Erfindung neben dem bereits genannten Absorbererelement mindestens ein weiteres Absorbererelement vorhanden. Das weitere Absorbererelement kann ebenfalls derart geformt sein, dass der Schlitz eine in Schlitzlängsrichtung variierende Schlitzbreite aufweist. Insbesondere ist das weitere
15 Absorbererelement in gleicher Weise wie das bereits genannte Absorbererelement geformt, so dass sich beide äußerlich gleichen. Insgesamt sind bei dieser Variante also mindestens zwei einander gegenüberliegende Absorbererelemente vorhanden. Die Absorbererelemente sind bezüglich ihres Abstandes zueinander
20 derart verstellbar, dass das Röntgenstrahlenbündel variabel begrenzbar ist.

Im Falle formgleicher Absorbererelemente liegen diese vorzugsweise spiegelsymmetrisch einander gegenüber, so dass zueinander
25 der passende Abschnitte der Absorbererelemente mit - bezüglich einem identischen Bezugspunkt gemessener - gleicher Schlitzbreitenveränderung („gleicher Schlitzbreite“) einander gegenüberliegen.

30 Die Einblendvorrichtung nach der ersten bevorzugten Variante ist in vorteilhafter Weise aus einzeln fertigbaren, gegebenenfalls identischen oder gleichen, Absorbererelementen besonders einfach herstellbar.

35 Bevorzugt ist bei der ersten bevorzugten Variante eine Stellanrichtung vorhanden, die derart auf die Absorbererelemente einwirkt, dass die Absorbererelemente senkrecht oder schräg zur

Schlitzlängsrichtung bewegbar sind. Hieraus ergibt sich der spezielle Vorteil, dass die Schlitzbreite zwischen den Absorberelementen oder Blendenbacken stufenlos oder frei wählbar ist und somit auch die an einem mit der Einblendvorrichtung ausgestatteten Computertomographiegerät einstellbare Schichtdicke nicht nur diskrete Werte annehmen kann. Es sind auch breite Detektorzeilen nur teilweise bestrahlbar und somit auch Schichten in einfacher Weise möglich, die dünner sind als die Breite der Detektorelemente.

Außerdem ist auch noch eine Nachregelung der Blendeneinstellung bei einer während des Betriebs auftretenden Veränderung der Fokusgröße im Röntgenstrahler möglich.

Die Bewegung geschieht insbesondere in einer Richtung parallel zu der Systemachse eines mit der Einblendvorrichtung ausgestatteten CT-Geräts. Es ist aber auch eine sehr platzsparende parallelogrammartige Bewegung der Absorberelemente möglich, bei der neben der Bewegungskomponente senkrecht zur Schlitzlängsrichtung noch eine Bewegungskomponente parallel zur Schlitzlängsrichtung auftritt bei stets gleichbleibender paralleler Ausrichtung der Absorberelemente. Eine solche parallelogrammartige Bewegung ist insbesondere in DE 42 26 861 C2, speziell im Anspruch 1, beschrieben.

Nach einer bevorzugten Ausgestaltung der ersten Variante sind die Absorberelemente unabhängig voneinander bewegbar. Damit ist es insbesondere möglich, die Absorberelemente nicht nur gegenläufig zueinander zu bewegen, sondern auch gleichlaufend in ein und dieselbe Richtung. Dadurch ist beispielsweise eine Blendennachregelung auch bei einer während des Betriebs auftretenden Veränderung der Fokusposition im Blendenstrahler möglich (Focal Spot Tracking). Dies bedeutet, dass die gesamte Schicht bei konstanter Schichtbreite in z-Richtung verschiebbar ist. Außerdem ist damit eine dynamische Veränderung der Kollimierungsbreite möglich, wobei z.B. am Anfang und am Ende eines Spiral-Scans eine unerwünschte Überstrahlung redu-

ziert werden kann, indem eines der Absorbererelemente zu Beginn des Scans noch geschlossen ist und erst mit Scan-Beginn und Beginn der in Richtung der Systemachse stattfindenden translatorischen Patientenliegenbewegung geöffnet wird. Entsprechendes gilt umgekehrt für das Scan-Ende.

Vorzugsweise weist die Stalleinrichtung für jedes der Absorbererelemente ein gesondertes Stellmittel auf, wobei die Stellmittel beispielsweise für eine Linearbewegung des betreffenden Absorbererelements ausgebildet sind. Durch eine derartige Linearbewegung wird in vorteilhafter Weise sichergestellt, dass zueinander passende Abschnitte der Absorbererelemente „mit gleicher Schlitzbreite“ auch nach einer Relativbewegung in Richtung der Systemachse noch einander gegenüber liegen.

Mit besonderem Vorteil weisen die Stellmittel eine, vorzugsweise gemeinsame, Linearführung auf sowie jeweils ein auf die Absorbererelemente wirkendes Antriebsmittel.

Nach einer zweiten bevorzugten Variante ist bei der Einblendvorrichtung nach der Erfindung das Absorbererelement als, bevorzugt einstückiger oder einteiliger, Körper ausgebildet, in den mehrere Schlitz mit voneinander unterschiedlicher mittlerer Schlitzbreite eingebracht sind, wovon zumindest einer und vorzugsweise alle eine in Schlitzlängsrichtung variierende Schlitzbreite aufweist bzw. aufweisen. Als mittlere Schlitzbreite wird z.B. ein arithmetischer Mittelwert der in Schlitzlängsrichtung unterschiedlichen Schlitzbreiten zu Grunde gelegt.

Die Schlitz sind mit ihren Schlitzlängsrichtungen vorzugsweise parallel zueinander ausgerichtet.

Der Körper ist insbesondere in einer Richtung senkrecht zur Schlitzlängsrichtung, das ist speziell parallel zur Systemachse eines mit der Einblendvorrichtung ausgestatteten Compu-

tertomographiegeräts, als Ganzes bewegbar, wozu ein Antriebsmittel und/ oder eine Linearführung vorhanden sein kann.

5 Im Hinblick auf eine raumsparende, kompakte Bauweise ist es besonders von Vorteil, dass der Körper des Absorberelements eben, insbesondere platten- oder scheibenartig, ausgebildet ist. Eine solche Platte oder Scheibe ist auch besonders einfach linear verschiebbar.

10 Die gerätebezogene Aufgabe wird bezogen auf das eingangs genannte Computertomographiegerät gemäß der Erfindung dadurch gelöst, dass die Einblendvorrichtung des Computertomographiegeräts entsprechend der Einblendvorrichtung nach der Erfindung ausgebildet ist. Dabei steht die Schlitzlängsrichtung
15 vorzugsweise senkrecht auf der System- oder Rotationsachse.

Vorteile und bevorzugte Ausgestaltungen sowie Varianten gelten für das Computertomographiegerät nach der Erfindung analog zu der Einblendvorrichtung nach der Erfindung.

20

Der Röntgendetektor des Computertomographiegeräts ist im Besonderen ein matrixartiges Detektorarray, z.B. ein mehrzeiliger Detektor oder ein flächenartiger Detektor.

25 Nach einer ganz besonderen Ausgestaltung des Computertomographiegeräts variiert die Schlitzbreite $l = l(\beta)$ in Abhängigkeit vom Kosinus eines Fächerwinkels β , wobei der Fächerwinkel β der Winkel zwischen einem außermittigen Strahl des Röntgenstrahlenbündels und einem Zentralstrahl ist.

30

Die Variation wird insbesondere durch folgende Gleichung beschrieben:

$$l(\beta) = C/\cos\beta + D,$$

15

wobei C und D für den betreffenden Schlitz als Konstante bei der Fertigung wählbar sind. Es sind auch diese Gleichung ap-

proximierende funktionale Abhängigkeiten, z.B. eine Reihenentwicklung nach dem Fächerwinkel β , anwendbar.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von drei Ausführungsbeispielen und mittels der teils nur schematischen Figuren 1 bis 7 näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein eine Einblendvorrichtung nach der Erfindung aufweisendes CT-Gerät,

Fig. 2 eine bekannte Einblendvorrichtung, wobei perspektivisch die Funktion der Einblendvorrichtung veranschaulicht ist,

Fig. 3 eine weitere bekannte Einblendvorrichtung,

Fig. 4 die Einblendvorrichtung des CT-Geräts der Figur 1 in einer schematischen Darstellung gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel,

Fig. 5 die Einblendvorrichtung des CT-Geräts der Figur 1 in einer schematischen Darstellung gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel,

Fig. 6 die Einblendvorrichtung des CT-Geräts der Figur 1 in einer schematischen Darstellung gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel, und

Fig. 7 die Einblendvorrichtung der Figuren 4 und 5 in einer Querschnittsdarstellung.

In Figur 1 ist ein CT-Gerät 1 der 3. Generation im relevanten Ausschnitt dargestellt. Dessen Messanordnung weist einen Röntgenstrahler 2 mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Einblendvorrichtung 3 und einen als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen - eines von

diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildeten Röntgendetektor 5 mit einer diesem vorgelagerten optionalen detektornahen Strahlenblende (nicht explizit dargestellt) auf. In Figur 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur 4 Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt, der Röntgendetektor 5 kann jedoch weitere Zeilen von Detektorelementen 4 aufweisen, optional auch mit unterschiedlicher Breite b.

Der Röntgenstrahler 2 mit der Einblendvorrichtung 3 einerseits und der Röntgendetektor 5 mit seiner Strahlenblende andererseits sind an einem (nicht explizit gezeichneten) Drehrahmen (Gantry) einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts 1 von dem Röntgenstrahler 2 ausgehendes, durch die einstellbare Einblendvorrichtung 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges (in z-Richtung gesehen: fächerförmiges) Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf den Röntgendetektor 5 auftrifft. Dabei ist mittels der Einblendvorrichtung 3 und gegebenenfalls mittels der detektornahen Strahlenblende ein gewünschter Querschnitt (genauer: Halbwertsbreite) des Röntgenstrahlenbündels so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Röntgendetektors 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden soll. Dies sind in dem in der Figur 1 veranschaulichten Betriebsmodus vier Zeilen von Detektorelementen 4, die als aktive Zeilen bezeichnet werden. Gegebenenfalls vorhandene weitere Zeilen sind von der detektornahen Strahlenblende abgedeckt und daher nicht aktiv. Der Einblendvorrichtung 3 kommt dabei vor allem auch die Bedeutung zu, eine unnötige Strahlenbelastung des Untersuchungsobjektes, insbesondere eines Patienten, zu vermeiden, indem Strahlen, die ohnehin nicht zu den aktiven Zeilen gelangen, auch vom Untersuchungsobjekt oder Patienten ferngehalten werden.

Der Drehrahmen kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine Systemachse Z in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z-Achse

eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

Die Spalten des Röntgendetektors 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen. Der Röntgendetektor 5 ist um eine zur z-Achse parallele Achse gekrümmt oder gewölbt.

Um das Untersuchungsobjekt, z.B. den Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z , also in Richtung der z-Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung 9 in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub H der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen wird, dass unter Rotation des Drehrahmens und gleichzeitiger Translation der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umlauf des Drehrahmens eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F des Röntgenstrahlers 2 relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer Spiralbahn S . Alternativ zu diesem Spiral-Scan ist auch ein Sequenz-Scan möglich.

Die während der Spiralabtastung aus den Detektorelementen 4 jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten wer-

den in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/ Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen, der das Ergebnis einer Bildrekonstruktion auf einer Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Videomonitor, darstellt.

Der Röntgenstrahler 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer (optional ebenfalls mitrotierenden) Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes 1 erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

Unter anderem kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit der Einblendvorrichtung 3 und der optionalen detektornahen Strahlenblende zugeordneten Verstelleinheiten 20 bzw. 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit eingestellt werden, die der Drehrahmen für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass eine dem Drehrahmen zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

In Figur 2 ist dargestellt, welche Einblendung sich bei einer bekannten Einblendvorrichtung 3A mit zwei getrennten ebenen Absorberelementen 30A, 31A ergibt. Dargestellt ist ein Röntgenstrahlenbündel mit Randstrahlen 8A, welches von einem Fokus F eines Röntgenstrahlers 2A ausgeht. Das Röntgenstrahlenbündel weist eine Vielzahl von Röntgenstrahlen auf. Für jeden Strahl gibt es einen Fächerwinkel β . Der Fächerwin-

kel β wird gemessen bezüglich eines Zentralstrahls 36A, der die Einblendvorrichtung 3A an einer Mittenposition senkrecht durchtritt. Der Abstand des Zentralstrahls 36A von den Absorberelementen 30A, 31A ist mit h_0 bezeichnet.

5

Die Ebene der Einblendvorrichtung 3A ist eine Ebene senkrecht auf der Verbindungslinie vom Fokus F zur Drehachse Z (siehe Figur 1). Diese Verbindungslinie fällt in Figur 2 mit dem Zentralstrahl 36A zusammen.

10

Die dargestellte herkömmliche Einblendvorrichtung 3A weist für alle Fächerwinkel β die gleiche Öffnungs- oder Schlitzbreite l auf. Daraus ergibt sich folgendes Problem: Die beiden das in Figur 2 rückseitige Absorberelement 30A passierenden Randstrahlen 8A legen ausgehend vom Fokus F jeweils einen Abstand $h(\beta)$ vom Absorberelement 30A zurück, der vom Fächerwinkel β abhängt:

15

$$h(\beta) = h_0 / \cos \beta > h_0 \quad [\text{Gl. 1}]$$

20

Demgegenüber weist der vergleichbare Abstand h_0 bei dem eingezeichneten Zentralstrahl 36A einen geringeren Wert auf als bei den Randstrahlen 8A. Entsprechendes gilt für die Randstrahlen auf der gegenüberliegenden Seite des Schlitzes 32A.

25

Die Folge ist, dass auf dem Röntgendetektor 5A mit seinen einzelnen Detektorelementen 4A im Querschnitt ein Röntgenstrahlenbündel eingeblendet wird, dessen Außenkontur 34A nicht rechteckförmig ist. Um alle Detektorelemente 4A der hier ausgeleuchteten Detektorzeile mit ihrer Breite b voll auszuleuchten, muss die Außenkontur 34A so eingestellt werden, dass ihre Breite $d(\beta)$ am Rand in etwa der Breite b der Detektorzeile entspricht. In Folge der unterschiedlichen Abstände $h(\beta) \neq h_0$ ergibt sich dann in der Mitte der Detektorzeile eine größere Breite d_0 der Außenkontur 34A des Röntgenstrahlenbündels. Der in diesen bauchförmigen Bereich hineinfallende hier übertrieben dargestellte, aber dennoch hin-

30

35

sichtlich der Strahlendosis störende Anteil des Röntgenstrahlenbündels wird letztlich nicht genutzt.

5 Für die eingeblendete Breite $d(\beta)$ für einen außermittigen Fächerwinkel β ergibt sich aus dem Strahlensatz

$$d(\beta) = x \cdot \ell / h(\beta) \quad [\text{Gl. 2}]$$

und mit Gleichung 1:

10

$$d(\beta) = x \cdot \ell \cdot \cos \beta / h_0 \quad [\text{Gl. 3}]$$

15 In den Gleichungen steht x für den Fokus-Detektorabstand. Wegen der Krümmung des Detektors 5A (siehe auch Figur 1) ist x für einen Randstrahl 8A ebenso groß wie für den Zentralstrahl 36A. h_0 kann auch als Differenz des Abstandes Fokus-Drehachse und des Abstandes Blende-Drehzentrum verstanden werden und beträgt typisch 200 mm.

20 In Figur 3 ist eine weitere bekannte Einblendvorrichtung 3A eines CT-Geräts in schematischer Darstellung und perspektivischer Ansicht veranschaulicht. Die Einblendvorrichtung 3A weist ein gekrümmtes Absorbererelement 51A auf, in dem ein Schlitz 32A gebildet ist, den die Röntgenstrahlen ausgehend
25 vom Fokus F des Röntgenstrahlers 2A passieren können. Das Absorbererelement 51A ist kreisbogenförmig gekrümmt, wobei der Mittelpunkt des Kreisbogens im Fokus F des Röntgenstrahlers 2A liegt. Dadurch soll - im Hinblick auf das mit Gleichung 1 dargestellte Problem - gewährleistet werden, dass der Abstand
30 sowohl der Randstrahlen 8A als auch eines Zentralstrahls 36A jeweils gemessen vom Fokus F zu dem Absorbererelement 51A jeweils den gleichen Wert h aufweist. Dadurch soll erreicht werden, dass das auf den gekrümmten Röntgendetektor 5A eingeblendete Röntgenstrahlenbündel im Querschnitt eine rechteckförmige Außenkontur 34A aufweist, deren konstante Breite d an
35 die Breite b einer oder mehrerer Detektorzeilen anpassbar ist.

In Figur 4 ist eine Einblendvorrichtung 3 nach der Erfindung, wie sie in das CT-Gerät 1 der Figur 1 mit dem gekrümmten Detektor 5 eingebaut ist, in einer schematischen Darstellung gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel wiedergegeben. Die Geometrie - insbesondere auch hinsichtlich des Fokus-Detektorabstandes x - ist weitgehend mit der von Figur 2 identisch, weswegen hinsichtlich der verwendeten Bezeichnungen auf die schon bei dieser Figur verwendeten Bezeichnungen zurückgegriffen wird.

Die beiden aus Schwermetall, beispielsweise aus Wolfram oder/und aus Tantal, gefertigten Absorberelemente 30, 31 sind unabhängig voneinander, insbesondere auch gleichläufig oder gegenläufig, bewegbar oder verfahrbar, was durch entsprechende Doppelpfeile 40, 41 in Figur 4 angedeutet ist. Die Absorberelemente 30, 31 sind derart geformt, d.h. weisen schlitzseitig eine derart gekrümmte Außenkontur auf, dass der Schlitz 32 eine in Schlitzlängsrichtung 42 variierende und zu den Schlitzenden hin zunehmende Schlitzbreite l aufweist. Entsprechend sind die Absorberelemente 30, 31 an ihren schlitzbegrenzenden Kanten 43 bzw. 44 konturiert.

Die Erfindung geht von der Überlegung aus, dass sich aus Gleichung 1 ergebende Problem ausgehend von Gleichung 3 dadurch zu lösen, dass die eingeblendete Breite $d(\beta)$ als konstant angesetzt wird: $d(\beta) \equiv d$, und dann Gleichung 3 nach einer als mit dem Fächerwinkel β variierend angenommenen Schlitzbreite $l = l(\beta)$ aufgelöst wird:

$$l(\beta) = d \cdot h_0 / (x \cdot \cos\beta) \quad [\text{Gl. 4}]$$

Die Schlitzbreite $l = l(\beta)$ variiert somit allgemein gemäß

$$l(\beta) = C / \cos\beta + D = C \cdot \sec\beta + D \quad [\text{Gl. 5}]$$

mit dem Fächerwinkel β , wobei C und D für den betreffenden Schlitz 32 als vom Fächerwinkel β unabhängige Konstante gelten. Die schlitzbegrenzenden Kanten 43 bzw. 44 sind entsprechend abgerundet.

5

Für nicht allzugroße Winkel ist auch ein nach einer Reihenentwicklung angenäherter Kurvenverlauf verwendbar:

$$l(\beta) = E + F \cdot \beta^2 \quad [\text{Gl. 6}]$$

10

wobei E und F für den betreffenden Schlitz 32 als Konstante wählbar sind.

In **Figur 5** ist eine Einblendvorrichtung 3 nach der Erfindung gemäß einem zweiten Ausführungsbeispiel dargestellt, wie sie in das CT-Gerät 1 der Figur 1 einbaubar ist. Im Gegensatz zu dem Ausführungsbeispiel der Figur 4 sind die schlitzbegrenzenden Kanten 43A bzw. 44A der Absorberelemente 30, 31 nicht gekrümmt, sondern aus mehreren geradlinigen Abschnitten zusammengesetzt. Die Absorberelemente 30, 31 weisen also eine Krümmung polygonartig approximierende Außenkontur auf. In einem mittleren ersten Bereich 45 von ca. 50 mm Länge ist die Schlitzbreite l konstant. In je einem zu beiden Seiten des ersten Bereichs 45 angrenzenden weiteren Bereich 46, 47 (Länge ca. 75 mm) nimmt die Schlitzbreite l linear zu den Enden hin zu. Die Zunahme Δl der Schlitzbreite l beträgt z.B. 0,4 mm.

Die Ausführung der Einblendvorrichtung 3 gemäß Figur 5 ist insbesondere im Falle einer Stelleinrichtung von Vorteil, die zur Veränderung der Blendenöffnung eine parallelogrammartige Relativbewegung zwischen den Absorberelemente 30, 31 erzeugt. Es hat sich nämlich gezeigt, dass die bei der parallelogrammartigen Bewegung u.a. auch stattfindende Bewegung in x-Richtung, die zu einem Versatz der Mitten der Absorberelemente 30, 31 führt, bei einer mit drei Bereichen 45, 46, 47 ausgeführten Einblendvorrichtung 3 besonders wenig auswirkt,

insbesondere derart, dass diesbezügliche Fehler durch Einfließen in eine zu Beginn einer Messung durchgeführte Kalibrierung weitestgehend korrigiert sind.

5 In **Figur 6** ist eine Einblendvorrichtung 3 nach der Erfindung gemäß einem dritten Ausführungsbeispiel dargestellt, wie sie ebenfalls in das CT-Gerät 1 der **Figur 1** einbaubar ist. Hierbei ist nur ein einziges, einstückiges oder einteiliges, platten- oder scheibenartiges Absorbererelement 51 vorhanden,
10 in das mehrere Schlitze 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 mit voneinander unterschiedlicher mittlerer Schlitzbreite eingebracht sind. Die Schlitze 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 sind parallel in Schlitzlängsrichtung 42 ausgerichtet und weisen alle eine in Schlitzlängsrichtung 42 variierende Schlitzbreite
15 l auf. Die Länge L des Absorbererelements 51, gemessen in z -Richtung, beträgt ca. 70 mm, seine Breite B , gemessen in x -Richtung, ca. 200 mm: Das Absorbererelement 51 ist also in **Figur 6** zur besseren Darstellung der konturierten Öffnungen nicht mit einem einheitlichen Massstab dargestellt. Das Absorbererelement 51 ist in z -Richtung, also senkrecht zur
20 Schlitzlängsrichtung 42, linear verschiebbar, was durch den Doppelpfeil 59 angedeutet ist. Entsprechende Stellmittel, umfassend ein Antriebsmittel 60 und ein Führungselement 61, sind nur schematisch gezeichnet.

25 In **Figur 7** ist die Einblendvorrichtung 3 der **Figuren 4** und 5 in einer Querschnittsdarstellung in z -Richtung nochmals erläutert. Darin ist insbesondere ersichtlich, dass die Absorbererelemente 30, 31 in der Höhenrichtung y , im Wesentlichen
30 entsprechend der Richtung des ausgestrahlten Röntgenstrahlenbündels, geringfügig zueinander versetzt sind, um ein für ein vollständiges Schließen der Einblendvorrichtung 3 notwendiges Überlappen der Absorbererelemente 30, 31 zu erreichen.

35 Außerdem ist in **Figur 7** ersichtlich, dass als Stelleinrichtung 61 für das eine Absorbererelement 30 ein erstes Antriebsmittel 63 und für das andere Absorbererelement 31 ein gesonder-

tes zweites Antriebsmittel 67 vorhanden sein kann, die über Zahnriemen und/ oder Getriebe auf die entlang einer gemeinsamen Linearführung 65 verschiebbaren Absorberelemente 30, 31 wirken. Die Stelleinrichtung 61 steht mit der Steuereinheit 5 18 in Verbindung. Die Stelleinrichtung 61 kann alternativ beide Absorberelemente 30, 31 mit einem gemeinsamen Motor antreiben.

Patentansprüche

1. Einblendvorrichtung (3) zum Begrenzen eines Röntgenstrahlenbündels, mit wenigstens einem Absorbererelement (30, 31; 51), durch welches mindestens ein Schlitz zum Durchtritt des Röntgenstrahlenbündels begrenzbar ist,
dadurch gekennzeichnet, dass das Absorbererelement (30, 31; 51) derart geformt ist, dass der Schlitz (32; 52-58) eine in Schlitzlängsrichtung (42) variierende Schlitzbreite (l) aufweist.
2. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in Schlitzlängsrichtung (42) betrachtet die Schlitzbreite (l), insbesondere ausgehend von einer Mittenposition, zu einem Schlitzende oder zu beiden Schlitzenden hin zunimmt.
3. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Absorbererelement (30, 31; 51) schlitzseitig eine gekrümmte Außenkontur oder eine Krümmung polygonartig approximierende Außenkontur aufweist.
4. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Absorbererelement (30, 31; 51) derart geformt ist, dass der Schlitz (32) einen ersten Bereich (45) konstanter Schlitzbreite (l) und wenigstens einen weiteren Bereich (46, 47) mit in Schlitzlängsrichtung (42) variierender Schlitzbreite (l) aufweist.
5. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass in Schlitzlängsrichtung (42) betrachtet der erste Bereich (45) mittig angeordnet ist und dass beiderseits des mittigen Bereichs (45) jeweils ein weiterer Bereich (46, 47) mit in

Schlitzlängsrichtung (42) variierender Schlitzbreite (l) vorhanden ist.

- 5 6. Einblendvorrichtung (3) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, gekennzeichnet durch zwei einander gegenüberliegende und bezüglich ihres Abstandes zueinander derart verstellbare Absorberelemente (30, 31), dass das Röntgenstrahlenbündel variabel begrenzbar ist.
- 10 7. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 6, gekennzeichnet durch eine Stelleinrichtung (61), die derart auf die Absorberelemente (30, 31) einwirkt, dass die Absorberelemente (30, 31), vorzugsweise unabhängig voneinander, senkrecht oder schräg
15 zur Schlitzlängsrichtung (42) bewegbar sind.
- 20 8. Einblendvorrichtung (3) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Absorberelement (51) als, bevorzugt einstückiger oder einteiliger, Körper ausgebildet ist, in den mehrere Schlitze (52, 53, 54, 55, 56, 57, 58) mit voneinander unterschiedlicher mittlerer Schlitzbreite eingebracht sind, wovon zumindest einer und vorzugsweise alle eine in Schlitzlängsrichtung (42) variierende Schlitzbreite (l) aufweist bzw. aufweisen.
25
9. Einblendvorrichtung (3) nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Körper des Absorberelements (51) eben, insbesondere platten- oder scheibenartig, ausgebildet ist.
30
10. Computertomographiegerät (1) mit einem um eine Systemachse (Z) rotierbaren Röntgenstrahler (2), mit einem Röntgendetektor (5) und mit einer strahlerseitigen Einblendvorrichtung (3),
35 dadurch gekennzeichnet, dass die Einblendvorrichtung (3) nach einem der Ansprüche 1 bis 9 ausgebildet ist.

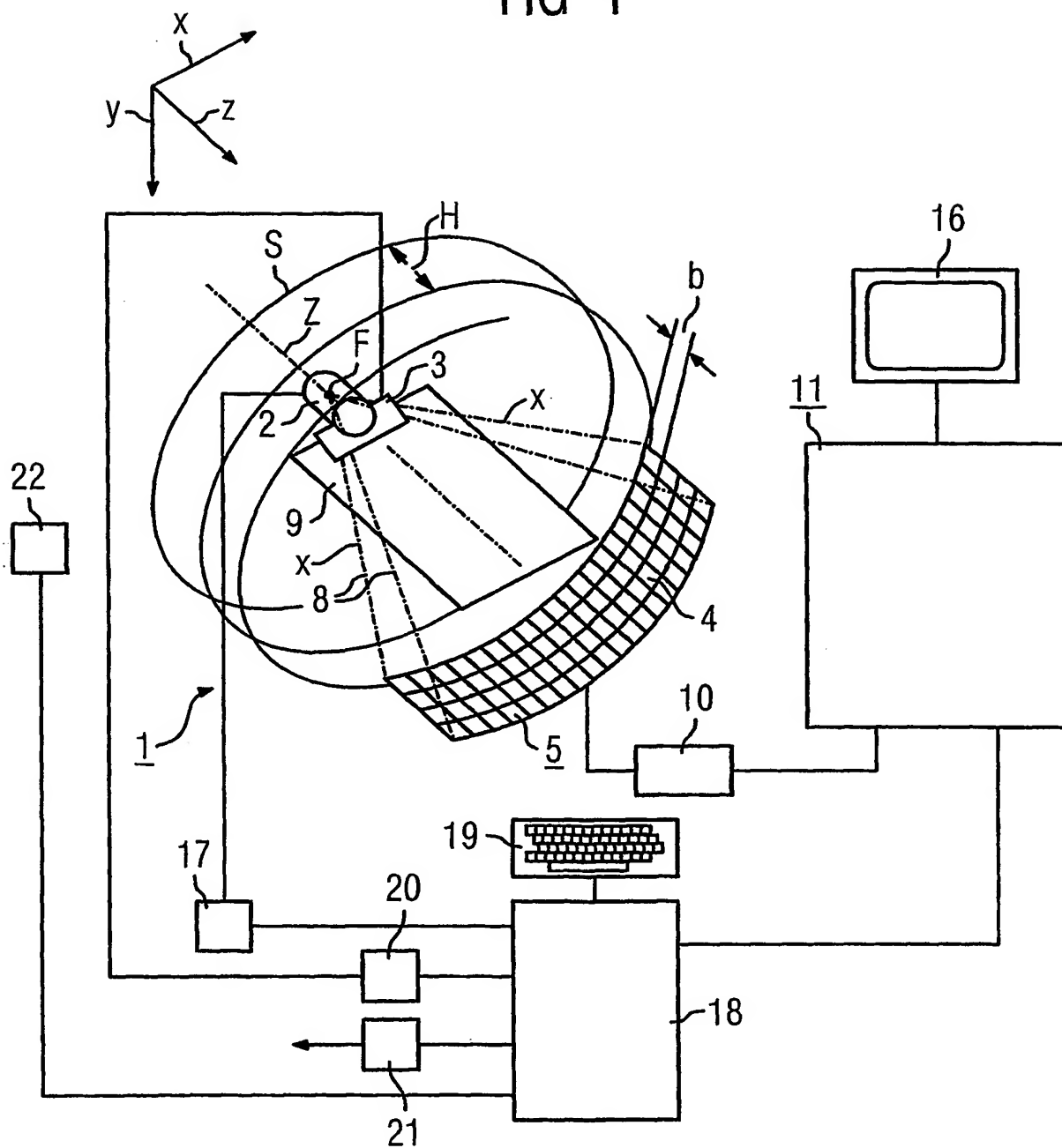
11. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Schlitzbreite (l) in Abhängigkeit vom Kosinus eines Fächerwinkels (β) variiert, wobei der Fächerwinkel (β) der Winkel zwischen einem außermittigen Strahl des Röntgenstrahlenbündels und einem Zentralstrahl (36A) ist.

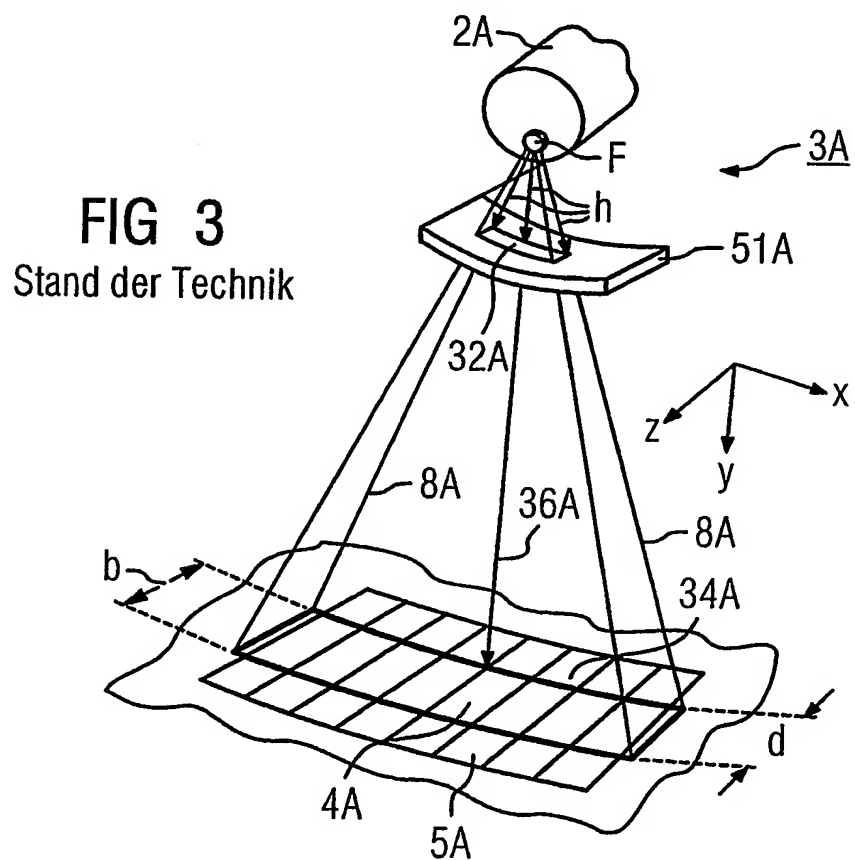
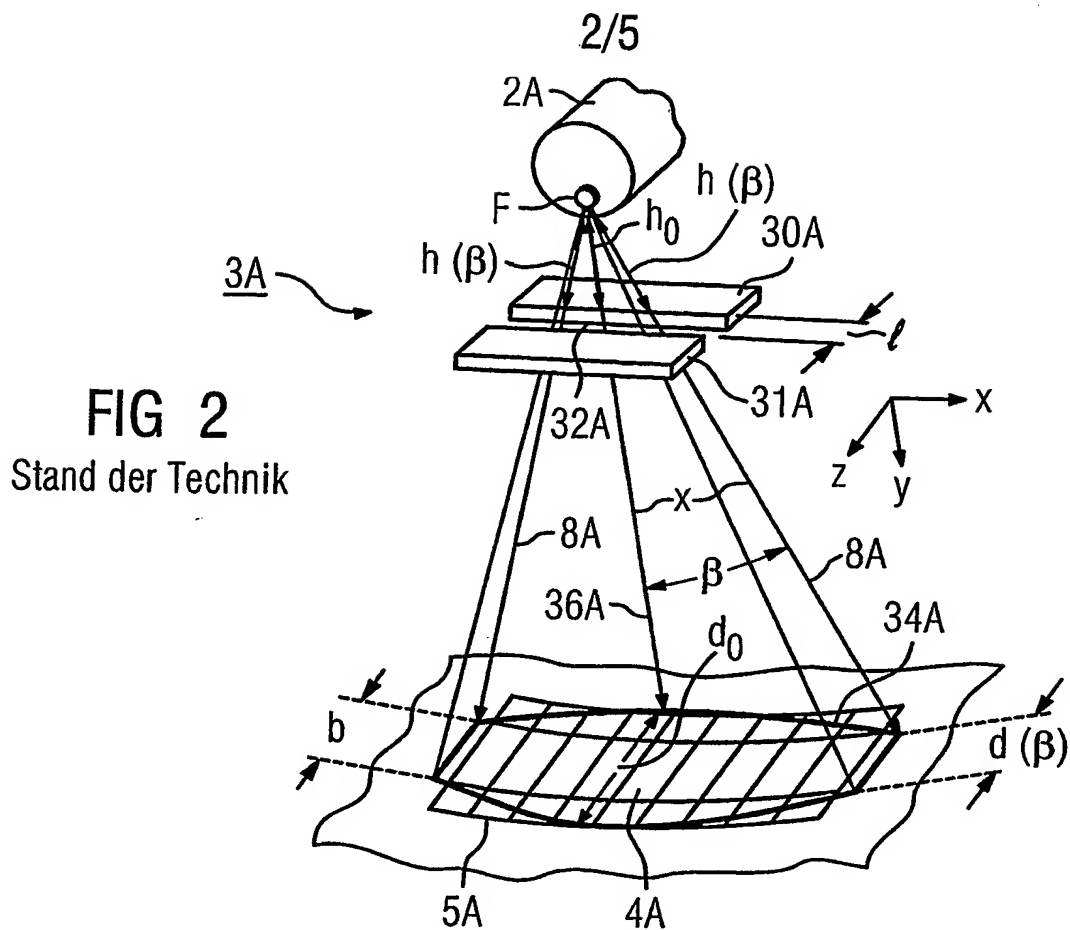
12. Computertomographiegerät (1) nach Anspruch 10 oder 11,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Schlitzbreite (l) variiert gemäß

$$l(\beta) = C/\cos\beta + D,$$

wobei C und D für den betreffenden Schlitz (32; 52-58) eine Konstante darstellen.

FIG 1





3/5

FIG 4

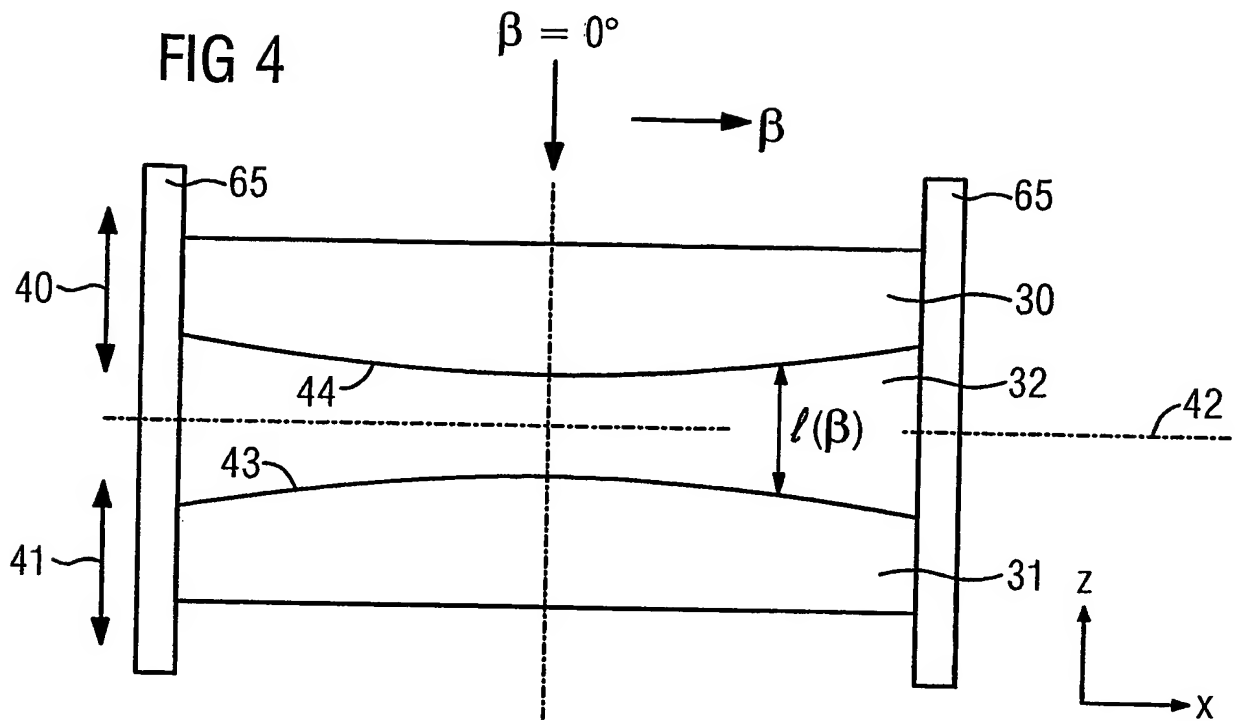
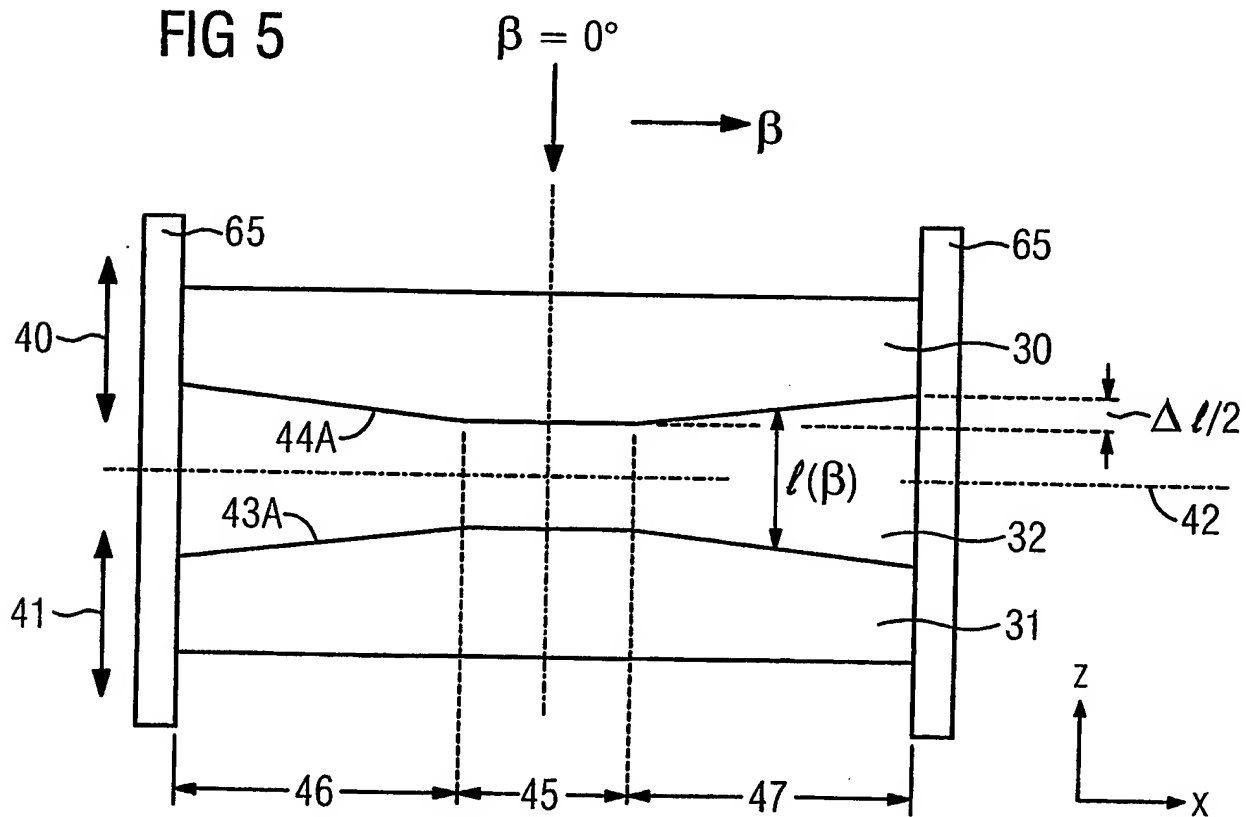


FIG 5



4/5

FIG 6

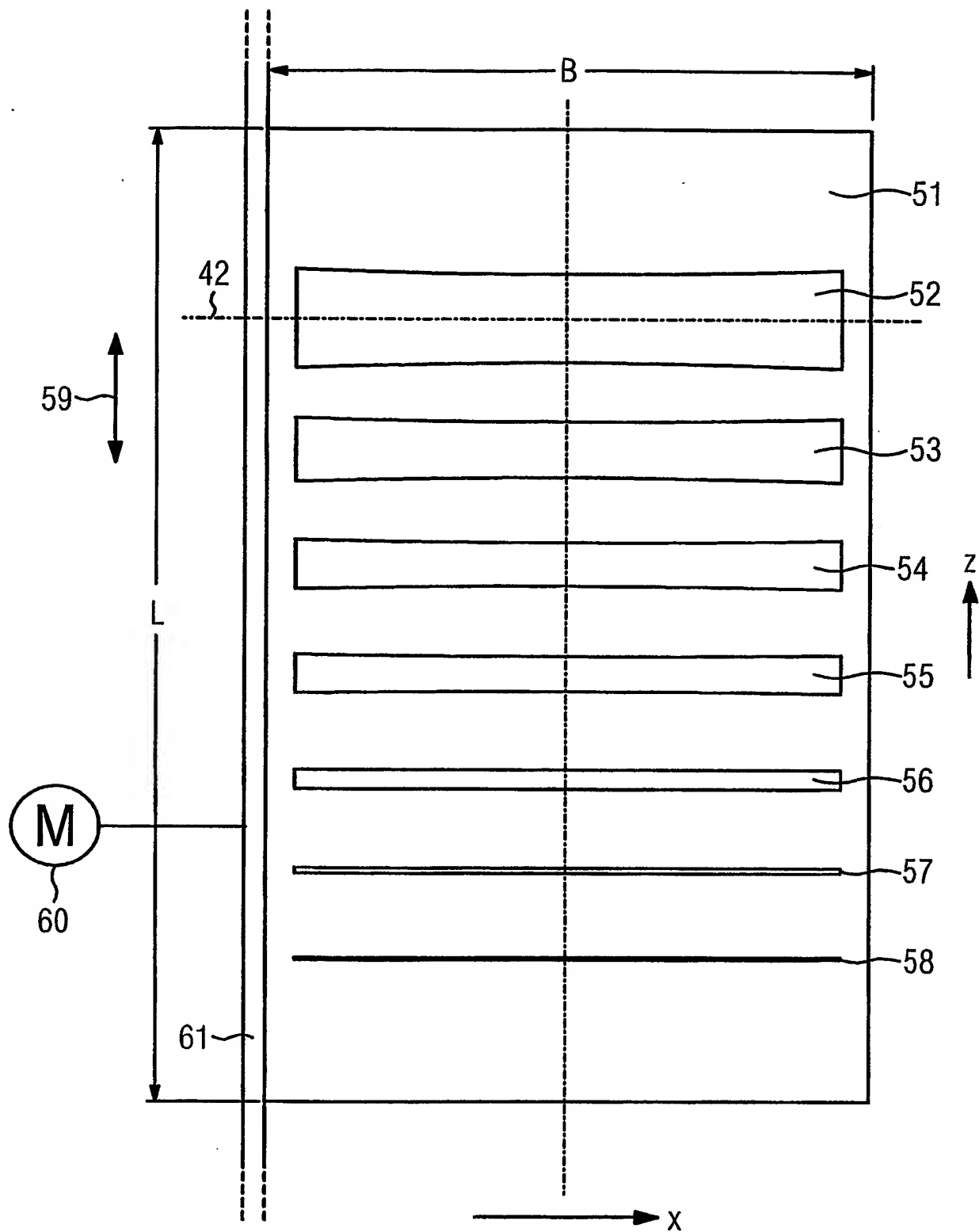


FIG 7

